

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

FEDERAL REPUBLIC
OF GERMANY

Application papers laid open to public inspection

DE 38 10 455 A1

Int. Cl.4:

G 01 B 11/03

G 01 B 11/24

// G 06 F 15/64, 15/42

GERMAN
PATENT OFFICE

Application number:
Filing date:
Publication date:

P 38 10 455.5
March 26, 1988
October 5, 1989

Applicant:

Radu, Michael, Dr., 4000 Düsseldorf, DE;
Dicken, Hans Dieter, 4040 Neuss, DE

Representative:

Cohausz, W., Lic. Eng.; Knaut, R., Lic. Eng.;
Cohausz, H., Lic. Eng.; Werner, D., Lic. Eng., Ph.D.
Eng.; Redies, B., Lic. Chem. Doctor of Science;
Fitzner, U., Lic. Eng., Ph.D. Eng., J.D.,
Patent Attorneys, 4000 Düsseldorf

Inventor:

same as applicant

Request for examination pursuant to §44 of the Patent Act has been filed.

Technique and device for contact-free three-dimensional scanning of an irregular object

The invention concerns a device and technique for contact-free three-dimensional scanning of an irregular object (8), particularly a tooth or dental arch, wherein said object has several component [partial] surfaces that can each be illuminated by a light source (6) without resulting in shadows,

wherein the entire surface of the object (8) is scanned in that several rays of light, each directed at a particular component surface, are moved together along the longitudinal direction of the object (8),

and in that photoreceptors (7), which detect the incident light of rays reflecting from the component surfaces, issue output signals corresponding to the coordinate values of each component surface, which are then combined and processed to yield coordinates for the entire surface of the object.

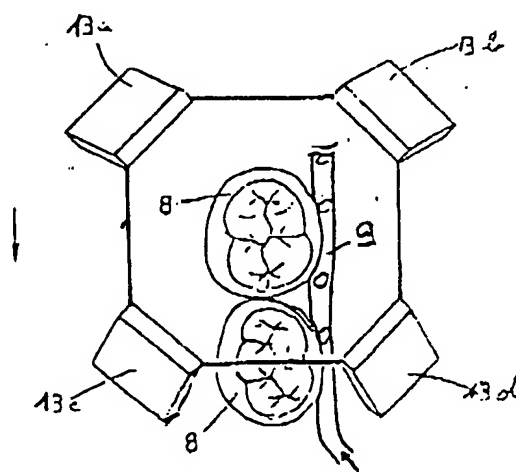


FIG. 7

OS 38 10 455

Description

The invention concerns a technique and a device for contact-free three-dimensional scanning of an irregular object, particularly a tooth or dental arch, wherein the object has several component surfaces that can each be illuminated by a light source without resulting in shadows.

This technique is already known in the state of the art (*Neue Zürcher Zeitung*, October 1, 1986, No. 227, Pg. 65). In this known technique, a regular pattern of alternating dark and light stripes is projected onto the object to be imaged. Once illuminated in this fashion, the object (such as a tooth) is exposed to a second beam of light at a parallax angle and thereby represented on a photoreceptor. A video sensor can be used for this purpose. The difference in perspective between the light source that generates the stripe pattern and the photoreceptor unit is used to modulate, in accordance with the surface topography of the object, the pattern of parallel stripes that strikes the object (principle of triangulation).

The signal received by the video sensor is then processed electronically, yielding information about the object in all three of its coordinate axes and generating a picture in the form of a three-dimensional relief. This state-of-the-art technique, however, has the following disadvantage:

When the object is irregularly shaped, it generally has surfaces that cannot be illuminated by a single light source. Accordingly, these regions are not taken into account in the resulting images. For instance, areas beneath a projection—or, in the case of a tooth, the region where the tooth emerges from the gum—are just as important as other surfaces in composing the final image. In conclusion, the known state-of-the-art technique does not make it possible to scan an entire object when some of its regions are obscured by shadows.

The object of the invention, therefore, is to develop a technique and/or device of the foregoing art such that all surface regions of an irregular object can be scanned and rendered in as little time as possible.

This object [i] is attained by the technique described by the invention, in that several branching light rays are each directed at a portion of the overall surface and are moved together along the longitudinal direction of the object, and in that coordinate values for each of the component surfaces are obtained from the reflection of branching light on that component surface—a reflection which is picked up by at least one

of the photoreceptors assigned to the component surface, wherein said coordinate values are then combined and processed to yield the coordinates of the entire object; and [ii] is attained by the device described by the invention, in that a scanning unit, designed to measure the spatial coordinates of the object, is assigned to every component surface, in that a stationary mounting faces the object and extends in the longitudinal direction of said object, in that the scanning units for the component surfaces can be moved together along said mounting, and in that the scanning units are connected to a processing unit in such a way that the coordinates of the component surfaces can be combined to yield coordinate values for the surface of the entire object.

The solution described by the invention distinguishes itself on account of its multiple scanning units, each of which is directed toward a particular component surface. As a result, every part of the surface of the object is illuminated and thus optically recorded. Together, all of the scanning devices form a single image of the object—that is, the partial images of the scanning devices can be combined into a unified picture of an irregularly shaped object. The coordinates obtained for the object can be further manipulated with known techniques, such as computerized graphical imaging, and used as a basis for computer-aided design, construction, and manufacture.

Since the coordinates obtained are electronically processed while the scanning units are moved along the object, and since the data is output step by step, this method results in a significant time-savings over known techniques.

A further advantage is that the speed, and therefore the emission, of the movement of the directed light can be adjusted. In contrast to the state of the art, in which the scanning speed is constant and predetermined by the fixed width of the stripes in the stripe pattern, the present invention makes it possible to measure, with precision, especially problematic regions of the object by moving the light correspondingly slowly. On the other hand, regions that are of only secondary functional interest can be scanned more quickly, which speeds up imaging considerably.

When using the technique described by the invention for scanning dental arches in particular, it is advantageous if the coordinates of those areas that cannot be reached by any light rays—such as the contact surfaces between two adjacent teeth—are approximated, taking into consideration the coordinate values near the tangential contact surfaces. This

OS 38 10 455

means that even those parts of the surface of the object that cannot be scanned directly can at least be reconstructed through a reasonable approximation.

If the scanning unit contains a light source that directs its rays toward the mounting at a fixed angle, as well as a flat photoreceptor, the effort and precision-engineering involved in manufacturing the device described by the invention can be greatly simplified. Then, only the scanning units coupled together must be made movable with respect to the mounting, which is to be fixed on the object to be scanned. Moving the light source itself is thus unnecessary. Accordingly, the light source is aimed in such a way that the component surface assigned to it is as perpendicular as possible to the beam for optimal illumination.

It is advantageous to use a visible-light laser diode as the light source and a CCD element as the photoreceptor. These components not only possess the high precision required for this application, but are relatively inexpensive due to their increasing use in recent years.

In order to generate the branching beam of light, it is preferable to use an optical focusing system with the light source. Unlike conventional aperture techniques, in which light may be scattered at aperture openings, a focusing system makes it possible to bring the beam into the desired form without causing the light to scatter.

A further preferred execution example has four scanning units at 90° angles to each other. This embodiment is particularly well-suited for optical scanning of teeth or dental arches in order to construct an orthodontic prosthesis. The placement of the four scanning units allows all essential regions of the tooth to be scanned.

If there is a step-motor drive mechanism that makes it possible to move the scanning units together, the result is good reproducibility of movement and therefore high resolving power.

Additionally, it is advantageous if the drive mechanism can be controlled by the processing unit, so that the speed of the drive mechanism can be adjusted in accordance with the degree of resolution required for the surface. The operator can then establish which areas of the object should be scanned at a particularly high resolution; the speed will be accordingly reduced for those areas. The ability of the processing unit to control the drive mechanism makes it possible largely to automate this process.

In a further preferred execution example, the light used for each scanning device is of a different wave-

length, so that light sent out by a particular light source is detected exclusively by a particular scanning unit assigned to that light source. Such an arrangement effectively makes it possible to avoid undesirable signal interference or scattering from one scanning unit to another.

Another particularly advantageous embodiment of the invention involves a stationary photographic device, preferably a video camera, located opposite to one dental arch (particularly of the upper jaw). Said video camera detects the movement of a second dental arch (particularly of the lower jaw) relative to the first row. The photographic scanning device is connected to the processing unit such that it is possible to make a time-lapse comparison of the spatial coordinates of the two dental arches, which represents the detected movement of each arch relative to the other. The device described by the invention can so be used to analyze bite in dentistry. Because the spatial coordinates of the upper and lower arches can be precisely determined, and because the photographic scanning unit optically detects the relative movement of the two arches, the bite can be faithfully reproduced. Unlike conventional techniques, in which impressions are made of the upper and lower arches and are then held together with a simple bracket, the design of the invention makes it possible to achieve a significantly higher degree of accuracy.

The invention is described below by means of the following illustrations:

- Fig. 1** a functional illustration of the process described by the invention, in side view;
- Fig. 2** the process illustrated in Fig. 1, in top view;
- Fig. 3** detail from Fig. 1;
- Fig. 4** functional illustration from the perspective of A in Fig. 2;
- Fig. 5** a block wiring diagram of the scanning unit and its peripheral connections as described by the invention;
- Fig. 6** a block wiring diagram of the processing unit;
- Fig. 7** a preferred execution example of the invention, in perspective view;
- Fig. 8** a modified form of the preferred execution example, in front view; and

OS 38 10 455

Fig. 9 the modified form illustrated in Fig. 8, in side view.

in Fig. 1 through 4, depicting the functional outline of the process described by the invention, an object 1 to undergo three-dimensional scanning is positioned on a base plate 2. Several scanning units 3a, 3b, 3c, 3d are located some distance from the object 1 and 5 and direct light onto the surface of the object 1. In the chosen embodiment illustrated here, said object 1 takes the form of two truncated adjacent spheres. As the dashed line in Fig. 1 indicates, certain areas of the right sphere—from the perspective of the scanning unit 3a—are eclipsed by the shadow cast by the left sphere. As Fig. 2 shows, however, the entire surface of the sphere can be illuminated, due to the spatial position of the scanning units 3a and 3d, by overlapping the four component surfaces assigned to scanning units 3a through 3d. Only the point of actual tangential contact between the two spheres remains hidden.

The particular placement of the light source 6 and the receptor unit 7 is shown in Fig. 3. In this illustration, the light source 6 is at a certain angle to the base plate 2 so that its emitted beam forms a particular pattern, corresponding to the topography of the surface, that can be detected by the receptor unit 7.

The receptor units 7 of the scanning units 3 are comprised of flat CCD (charge coupled device) sensors. A component surface of the object 1, assigned to a particular receptor unit, is illuminated by the branching beam of light that emanates from the light source 6 and is detected by said CCD sensors. The image of the branching beam of light generally appears on the irregular surface of the object as a curved line, from whose two-dimensional coordinates the three-dimensional coordinates of the surfaces can be determined with known imaging techniques. In this way, the three-dimensional representation of a particular component surface of the object can be obtained from each of the four CCD sensors of the scanning units 3a through 3d.

As Fig. 4 shows, the scanning units 3a through 3d are coupled together and are movable relative to a mounting 4, which in turn is stationary relative to the object 1 on the base plate 2. As a result, all scanning units, 3a through 3d, have a common movement in the direction indicated by the arrow in Fig. 2. Step by step, the scanned portion of the object is thus shifted in the direction of movement.

The coordinate values of the individual component surfaces are then combined by a processing unit to

form values for the entire surface of the object.

The output device following the processing unit might comprise, for instance, a projection screen, on which a predetermined representation of the image is shown. Since all of the spatial coordinates of the object are stored in the processing unit or in a storage device connected thereto, favorite views (two-dimensional view, perspective view) may be chosen.

The execution example of the invention shown in Fig. 7 is designed to scan teeth 8 in a dental arch. This involves four scanning units 13a, 13b, 13c, and 13d, which are 90° apart from each other and parallel to the occlusal surface. These four scanning units 13a through 13d are coupled together and are movable (as the arrow in Fig. 7 indicates) relative to a mounting, which is immovably anchored to the jaw holding the dental arch in question. The orientation of the four scanning units is chosen so that the beam of light emitted from each light source strikes, almost perpendicularly, the component surface of the arch 8 assigned to it. Such an arrangement of the scanning units makes it possible to illuminate, and therefore to record, all areas of interest of every tooth except for points of contact between adjacent teeth. The scanning units 13a through 13d, which are coupled together, are moved along the arch by a step-motor drive unit, and are thus shifted relative to the mounting.

The teeth being replaced must be scanned as precisely as possible. For this reason, the beam of light in this area is moved in particularly small steps. Teeth adjacent to those being replaced, as well as teeth of the opposing arch, may be scanned at lower resolutions, and therefore with more distance between steps.

Tangential regions—where, that is, the tooth being replaced comes into contact with the adjacent teeth—cannot be scanned optically by direct means. According to the invention, however, the coordinates for these regions of the tooth can be approximated from the coordinate values obtained for the immediately surrounding area. The end result is a complete, graphic scan of the tooth to be replaced.

At this point, computer graphics techniques can be used to enlarge certain details of the tooth that are of interest, or to change the line of sight in an on-screen perspective view of the tooth. Moreover, the obtained coordinates can be used for computer-aided preparation and analysis of the dental prosthesis.

In order to distinguish from one another the signals of the four scanning units 13a through 13d, the light

OS 38 10 455

sources emit light of differing wavelengths. This can be accomplished by attaching a filter to each light source. Each video sensor is, in this arrangement, receptive only to the wavelength generated by its assigned light source.

In order to reduce distortion of the data caused by saliva flowing in the patient's mouth, the invention envisions a vacuum duct 9 located parallel to the dental arch. Said vacuum duct has several perforations along its length, through which the saliva is sucked away. Near the scanning units 13a-13d may also be a pressurized air nozzle, which can be used to clear the area between the tooth surface and the applicable scanning unit of any moisture that could distort the measurements.

Finally, it is possible to employ the technique described by the invention for scanning other areas of the human body as well, such as certain regions of the face and/or head for cosmetic surgery. Of course, the mounting must be appropriate for the facial feature being scanned.

It is also conceivable to use the device described by the invention for precision three-dimensional analysis of models, such as construction prototypes.

Fig. 8 and 9 depict a modified form of the execution example of the invention shown in Fig. 7. Two dental arches 14a, 14b are depicted; the upper arch 14a belongs to the upper jaw, whereas the lower arch 14b belongs to the lower jaw. A scanning unit 15, preferably a video camera, is rigidly attached to the arch 14a of the upper jaw. The output of the video camera 15 is electrically connected to the processing unit depicted in Fig. 6.

The relative movement between the upper and lower jaws can be measured as a video signal by the video camera 15. This video signal is then sent to the processing unit, where the spatial coordinates of the dental arches 14a, 14b are already stored. The relation of the spatial coordinates of each arch to the other thus varies by time, corresponding to the relative movement detected by the camera 15. This allows for a true-to-life representation of the bite in the processing unit and on the screen connected thereto. High-precision bite analysis performed in this manner is, consequently, far more accurate than the conventional impression-molding techniques used today, since the exact spatial relationship between the arches can be studied in detail.

Claims

1. Technique for contact-free three-dimensional scanning of an irregular object, particularly a tooth or dental arch, wherein said object has several component surfaces that can each be illuminated by a light source without resulting in shadows,
characterized in that several branching light beams, each directed at a particular component [partial] surface, are moved together along the longitudinal direction of the object (1a, 1b, 8, 14a, 14b),
and in that the coordinate values of the individual component surfaces, which are obtained from the reflection of the branching beam of light on each component surface, which is in turn detected by a photoreceptor (7) assigned to each component surface, are combined to yield coordinates for the entire surface of the object and can be processed further.
2. Technique according to claim 1, characterized in that the speed of longitudinal movement of the light beams can be varied.
3. Technique according to claim 1 or 2, characterized in that the longitudinal movement of the light beams occurs in steps.
4. Technique according to one of claims 1 through 3, characterized in that the coordinates of non-visible regions of the component surfaces, particularly of contact surfaces between two teeth in an arch, are determined by an approximation process that takes into account the coordinate values of the surrounding area.
5. Technique for contact-free three-dimensional scanning of dental arches, particularly of the lower and upper jaws, according to one of claims 1 through 4, characterized in that spatial coordinate values for each arch (14a, 14b) are acquired, and that the coordinate values of each of the arches are thereafter compared to each other, representing the movement of said arches relative to each other.

60

OS 38 10 455

6. Device for contact-free three-dimensional scanning of an irregular object, particularly a dental arch, wherein said object has several component surfaces that can each be illuminated by a light source without resulting in shadows.

characterized in that a scanning unit (3a-3d, 13a-13d) is allocated to each component surface in order to acquire its three-dimensional coordinates,

in that extending in the longitudinal direction of the object (1a, 1b) and stationary relative to said object is a mounting (4), along which the scanning units (3a-3d, 13a-13d) for the component surfaces can be moved in common,

and in that the scanning units (3a-3d, 13a-13d) are connected to a processing unit in such a way that the coordinates of the component surfaces can be combined to yield coordinate values for the entire surface of the object.

7. Device according to claim 6, characterized in that the scanning unit (3a-3d) contains [i] a light source (6) that generates a branching beam of light, emitted at a fixed angle relative to the mounting (4), as well as [ii] a flat photoreceptor (7).

8. Device according to claim 7, characterized in that the light source is a laser diode (6) that emits visible light, and in that the photoreceptor (7) is a CCD element.

9. Device according to one of claims 6 through 8, characterized in that the light source (6) has an optical focusing system in order to produce a branching beam of light.

10. Device according to one of claims 5 through 8, characterized in that the light source (6) is a spot-light that can be moved in oscillations by means of a drive mechanism in order to produce the branching beam of light.

11. Device according to one of claims 6 through 10, characterized in that there are four scanning units (3a-3d, 13a-13d) at approximately right angles to each other within the plane of movement.

12. Device according to one of claims 6 through 11, characterized in that the scanning units (3a-3d, 13a-13d) can be moved in common by means

of a drive mechanism (5) in the form of a step motor.

13. Device according to one of claims 6 through 12, characterized in that the drive mechanism (5) can be controlled by the processing unit (8) such that the speed of the drive mechanism (5) can be modified in accordance with the degree of resolution required for the object being scanned.

14. Device according to one of claims 6 through 13, characterized in that the scanning units (3a-3d, 13a-13d) have light sources (6) that can produce light of differing wavelengths, wherein each photoreceptor is sensitive only to the light source intended for it.

15. Device according to one of claims 6 through 14 for scanning of dental arches, characterized in that a video camera (15) opposite one arch (particularly that of the upper jaw (14a)) is used to detect the relative movement of a second arch (particularly that of the lower jaw (14b)), and in that the photographic device (15) is connected to the processing unit in such a way that it is possible to make a time-lapse comparison of the spatial coordinate values for both of the arches (14a, 14b), which corresponds to the detected movement of the two arches relative to each other.

Translated from the German original by:

Max Christoff
191 Wildwood Avenue
Birchwood, MN 55110-1624
(612) 653-1191
(212) 316-6170
mbc21@columbia.edu

Number:
Int. Cl. 4:
Filing date:
Publication date:

38 10 455
G 01 B 11/03
Mar. 26, 1988
Oct. 5, 1989

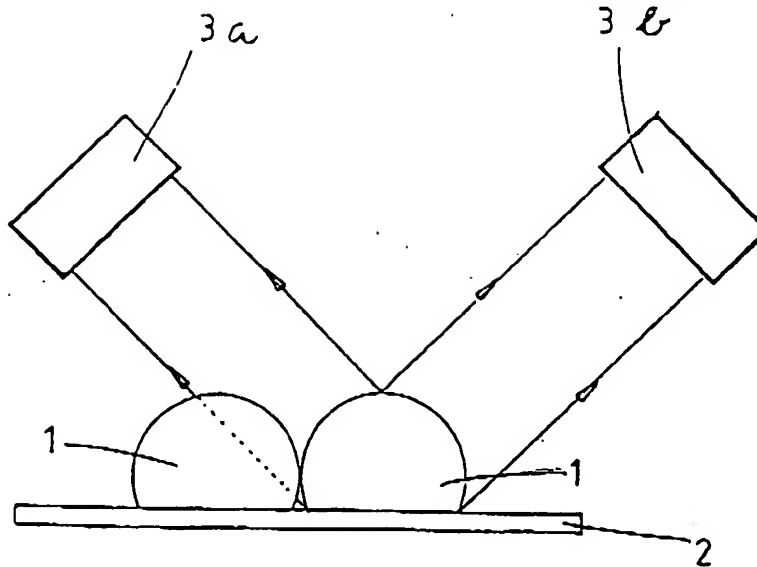


FIG. 1

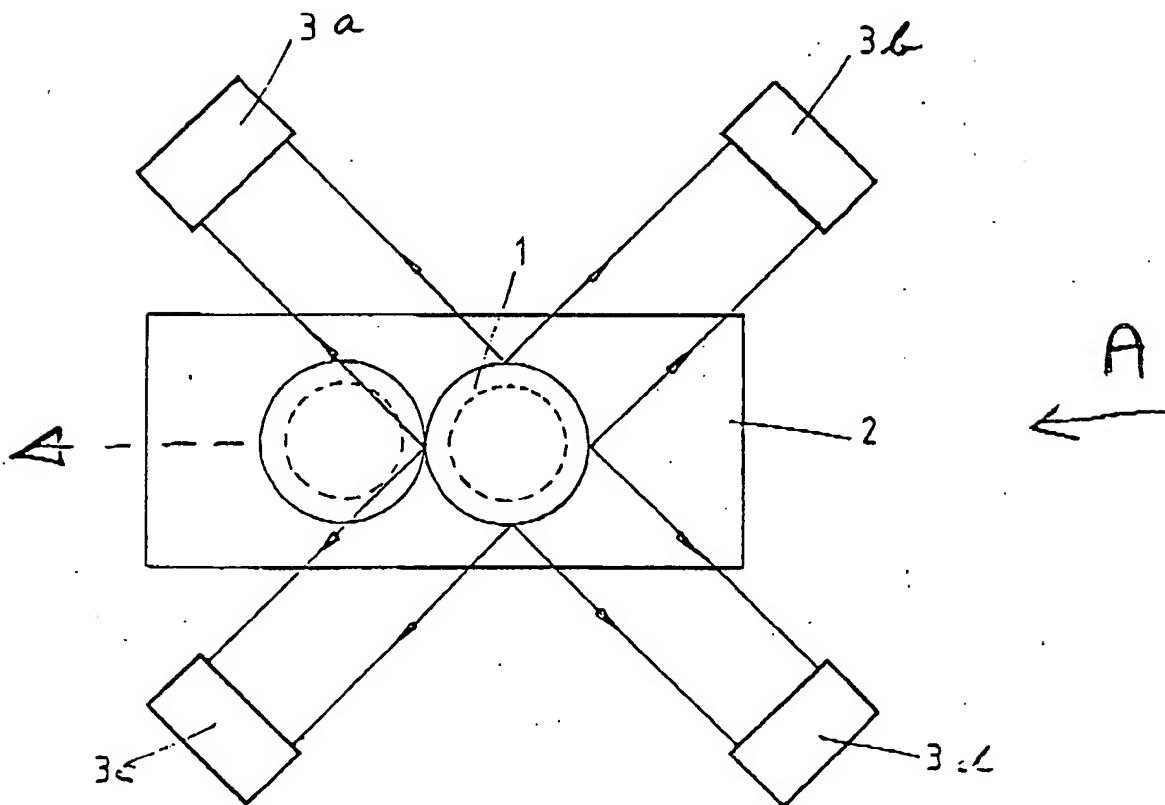


FIG. 2

3810455

79

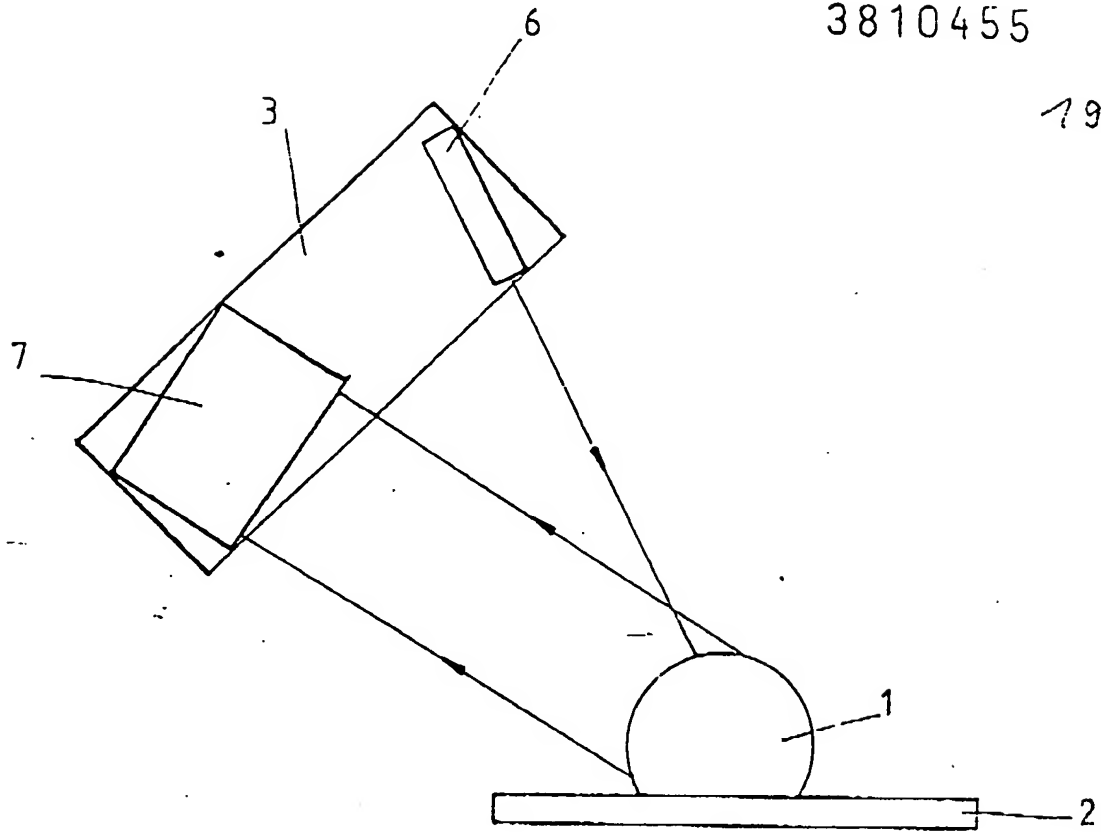


FIG. 3

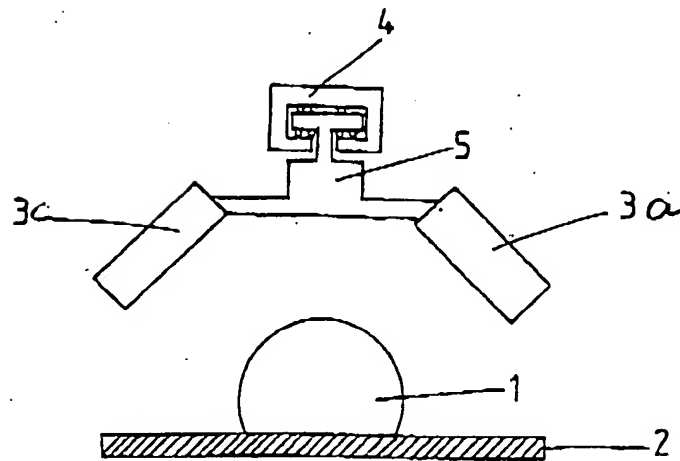


FIG. 4

38 10 455

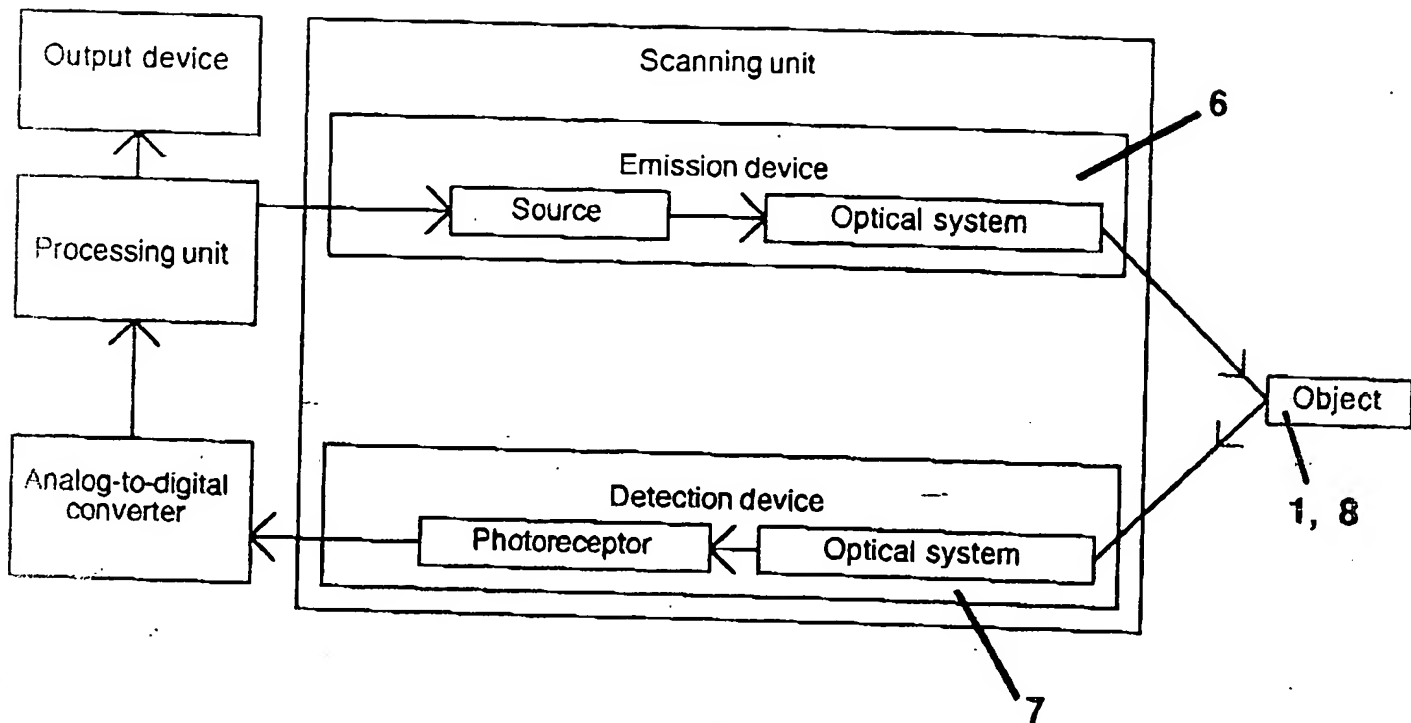


FIG. 5

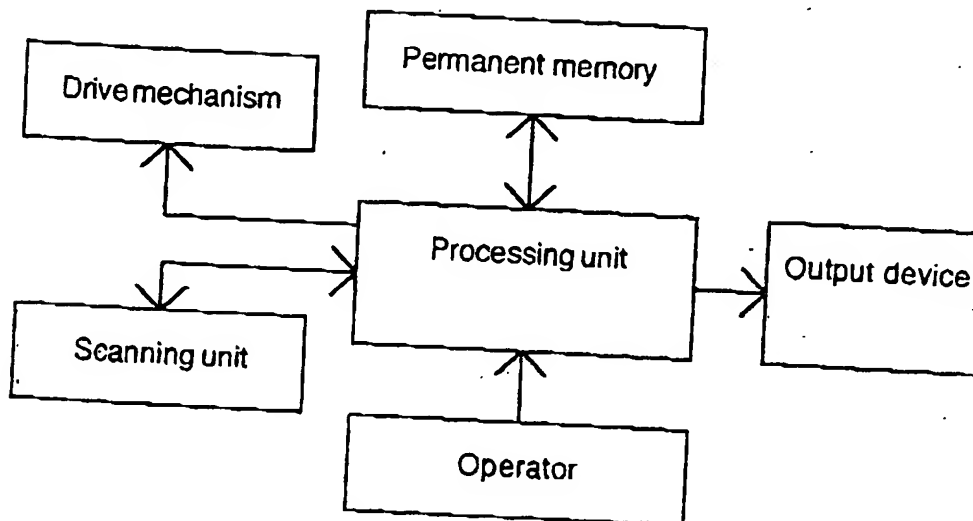


FIG. 6

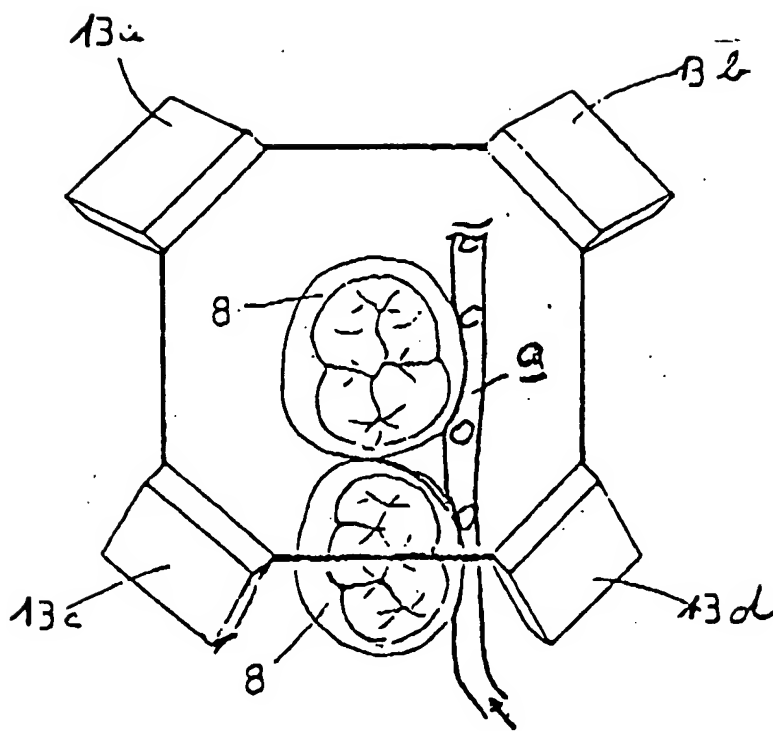


FIG. 7

3810455

21*

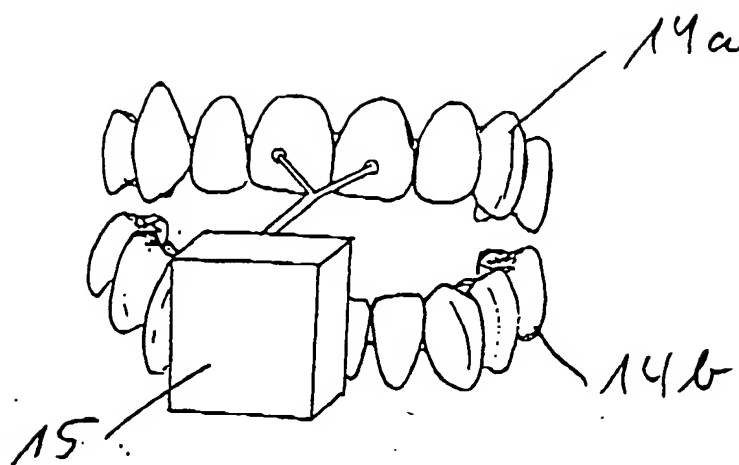


FIG. 8

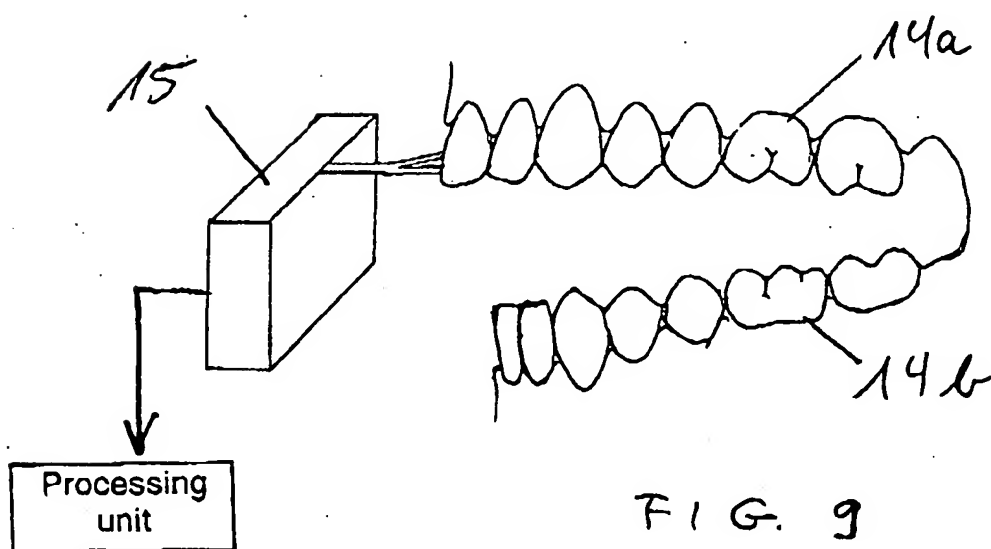


FIG. 9

⑫ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑪ **DE 38 10455 A1**

⑳ Aktenzeichen: P 38 10 455.5
㉔ Anm. ldetag: 28. 3. 88
㉕ Offenlegungstag: 5. 10. 89

⑤ Int. Cl. 4:
G01 B 11/03

G 01 B 11/24
// G06F 15/64, 15/42

THE BRITISH LIBRARY

20 OCT 1989

SCIENCE REFERENCE AND
INFORMATION SERVICE

DE 3810455 A1

⑦① Anmelder:

Radu, Michael, Dr., 4000 Düsseldorf, DE; Dicken,
Hans Dieter, 4040 Neuss, DE

⑦④ Vertreter:

C. hausz, W., Dipl.-Ing.; Knauf, R., Dipl.-Ing.;
Cohausz, H., Dipl.-Ing.; Werner, D., Dipl.-Ing.
Dr.-Ing.; Redies, B., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Fitzner,
U., Dipl.-Ing. Dr.-Ing. Dr.jur., Pat.-Anwälte, 4000
Düsseldorf

⑦② Erfinder:

gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur berührungsfreien räumlichen Erfassung eines unregelmäßigen Körpers

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur berührungsfreien räumlichen Erfassung eines unregelmäßigen Körpers (8) insbesondere eines Zahnes oder einer Zahnreihe, der mehrere von jeweils einer Lichtquelle (6) aus schattenlos bestrahlbare Teiloberflächen aufweist, wobei die gesamte Oberfläche des Körpers (8) dadurch erfaßt wird, daß mehrere jeweils einer Teiloberfläche zugeordnete Lichtstrahlen gemeinsam entlang der Längsrichtung des Körpers (8) bewegt werden und daß die den Koordinatenwerten der einzelnen Teiloberflächen entsprechenden Ausgangssignale von Lichtempfängern (7), die einzelne Lichtstrahlen nach Auftreffen auf die jeweiligen Teiloberflächen empfangen, zu Koordinaten für die gesamte Körperoberfläche zusammengesetzt und weiterverarbeitet werden.

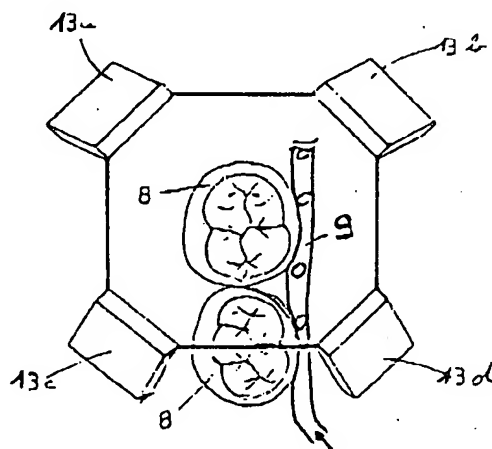


FIG. 7

DE 3810455 A1

OS 38 10 455

1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur berührungsfreien räumlichen Erfassung eines unregelmäßigen Körpers, insbesondere eines Zahnes oder einer Zahnreihe, wobei der Körper mehrere von jeweils einer Lichtquelle aus schattenlos bestrahlbare Teiloberflächen aufweist.

Ein solches Verfahren ist aus dem Stand der Technik bekannt (Neue Zürcher Zeitung, 1. Oktober 1986, Nr. 227, Seite 65). Bei diesem bekannten Verfahren wird auf den zu erfassenden Körper ein regelmäßiges Streifenmuster, bestehend aus abwechselnd hellen und dunklen Streifen projiziert. Der derart beleuchtete Körper, insbesondere ein Zahn, wird über einen zweiten Strahlengang unter einem Parallaxwinkel auf einem Lichtempfänger abgebildet. Hierzu dient ein Bildsensor. Durch die unterschiedlichen Blickwinkel von der das Streifenmuster erzeugenden Lichtquelle einerseits und der Empfangseinheit andererseits wird das parallel auf den Körper treffende Streifenmuster entsprechend der Topographie der Körperoberfläche moduliert (Prinzip der Triangulation).

Das vom Bildsensor aufgenommene Signal wird im Anschluß daran elektronisch weiterverarbeitet und man erhält auf diese Weise Informationen über den Körper in allen drei Koordinatenrichtungen in Form eines dreidimensionalen Reliefbildes. Allerdings weist dieses aus dem Stand der Technik bekannte Verfahren folgenden Nachteil auf:

Durch die unregelmäßige Gestalt des Körpers weist dieser im allgemeinen Oberflächenbereiche auf, die von einer einzigen Lichtquelle aus nicht bestrahlbar sind. Diese Bereiche werden infolgedessen bei der Bilderfassung nicht berücksichtigt. Andererseits sind gerade solche Bereiche, die z. B. unterhalb eines Vorsprungs oder beispielsweise bei einem Zahn im Bereich der Austrittsstelle des Zahnes aus dem Zahnfleisch liegen, für die Bilderfassung ebenso wichtig wie die anderen Bereiche. Daher ist eine vollständige Erfassung eines Körpers, der solche abgeschatteten Bereiche enthält, mit Hilfe des aus dem Stand der Technik bekannten Verfahrens nicht möglich.

Daher liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung der eingangs genannten Art derart weiterzuentwickeln, daß sämtliche Bereiche der Oberfläche eines unregelmäßigen Körpers erfassbar und mit möglichst geringem Zeitaufwand darstellbar sind.

Diese Aufgabe wird durch das erfindungsgemäße Verfahren dadurch gelöst, daß mehrere, jeweils einer Teiloberfläche zugeordnete spaltförmige Lichtstrahlen gemeinsam entlang der Längsrichtung des Körpers bewegt werden und daß die Koordinatenwerte für die einzelnen Teiloberflächen, die aus dem Abbild des spaltförmigen Lichtstrahls auf der jeweiligen Teiloberfläche, welches von jeweils einem der Teiloberfläche zugeordneten Lichtempfänger empfangen wird, gewonnen werden, zu Koordinatenwerten des gesamten Körpers zusammengesetzt und weiterverarbeitet werden, und durch die erfindungsgemäße Vorrichtung dadurch, daß jeder Teiloberfläche eine Aufnahmeeinheit zur Erfassung ihrer räumlichen Koordinaten zugeordnet ist, daß eine sich in Längsrichtung des Körpers erstreckende und gegenüber diesem ortsfeste Halteeinheit vorgesehen ist, entlang der die Aufnahmeeinheiten der Teiloberflächen gemeinsam verfahrbar sind, und daß die Aufnahmeeinheiten mit einer Auswerteeinheit derart

2

verbunden sind, daß die Koordinaten der Teiloberflächen zu Koordinatenwerten der Oberfläche des gesamten Körpers zusammensetzbar sind.

Die erfindungsgemäße Lösung zeichnet sich dadurch aus, daß infolge der mehreren jeweils einer Teiloberfläche zugeordneten Aufnahmeeinheiten alle Bereiche der interessierenden Oberfläche des Körpers ausgeleuchtet und somit optisch erfaßt werden. Alle Aufnahmeeinheiten bilden gegenüber dem Körper eine Einheit, so daß die von ihnen ermittelten Teilbilder zu einem Gesamtbild des unregelmäßigen Körpers zusammengesetzt werden kann. Die somit erfaßten Koordinaten des Körpers können mit Hilfe bekannter Techniken, beispielsweise computergraphischer Methoden weiterbearbeitet und als Grundlage zur computergestützten Konstruktion bzw. Fertigung verwendet werden.

Dadurch, daß die elektronische Verarbeitung der aufgenommenen Koordinaten bereits während der Bewegung der Aufnahmeeinheiten entlang des Körpers erfolgt und die Daten schrittweise ergänzt werden, ergibt sich ein erheblicher zeitlicher Vorteil gegenüber bekannten Techniken.

Ein weiterer Vorteil ergibt sich dadurch, daß die Geschwindigkeit und somit die Auflösung der Bewegung der Lichtstrahlen veränderbar ist. Gegenüber dem Stand der Technik, bei dem durch den festgelegten Abstand der Streifen des Streifenmusters stets eine gleiche Abtastgeschwindigkeit vorhanden ist, ergibt sich erfindungsgemäß die Möglichkeit, Bereiche des Körpers, die besonders hoch aufzulösen sind, durch entsprechend langsames Bewegen der Lichtstrahlen genau zu erfassen. Andererseits können Bereiche, die im Sinne der Meßaufgabe nur zweitrangig interessieren, schneller durchfahren werden, womit sich insgesamt ein erheblicher Zeitvorteil bei der Bilderfassung ergibt.

Insbesondere bei der Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens für die Erfassung von Zahnreihen ist es vorteilhaft, wenn die Koordinatenbestimmung von Bereichen des Körpers, die nicht von den jeweiligen Lichtstrahlen erfaßt werden können, wie z. B. die Kontaktflächen zweier aneinandergrenzender Zähne, durch Approximation unter Berücksichtigung der zu den Kontaktflächen benachbarten Koordinatenwerten erfolgt. Hierdurch können auch die Stellen der Oberfläche des Körpers, die der Erfassung direkt nicht zugänglich sind, wenigstens näherungsweise rekonstruiert werden.

Wenn die Aufnahmeeinheit eine unter einem festen Winkel gegenüber der Haltevorrichtung abstrahlende Lichtquelle und einen flächenhaften Lichtempfänger enthält, läßt sich der feinmechanische Aufwand des zur Herstellung des erfindungsgemäßen Gegenstandes weitgehend vereinfachen. Bewegbar müssen dann nur noch die miteinander gekoppelten Aufnahmeeinheiten gegenüber der fest am zu erfassenden Körper angebrachten Haltevorrichtung sein. Eine Bewegung der Lichtquelle selbst ist dabei nicht erforderlich. Zweckmäßigerweise wird die Lichtquelle so eingestellt, daß die ihr zugeordnete Teiloberfläche möglichst senkrecht auf dem Lichtstrahl steht, so daß eine gute Lichtausbeute erreicht wird.

Vorzugsweise eignet sich für die Lichtquelle eine Laserdiode, die sichtbares Licht emittiert und für den Lichtempfänger ein CCD-Element. Die genannten Elemente weisen einerseits die für den Anwendungsfall erforderliche hohe Präzision auf, andererseits sind sie aber durch ihre zunehmende Verwendung in der letzten Zeit verhältnismäßig preiswert geworden.

Zur Erzeugung des spaltförmigen Lichtstrahles wird

OS 38 10 455

3

vorzugsweise ein der Lichtquelle zugeordnetes optisches Fokussiersystem verwendet. Hierdurch wird der Strahl in der gewünschten Weise geformt, ohne daß wie bei herkömmlichen Blenden, Streueffekte an den Blendenöffnungen auftreten können.

In einem weiteren bevorzugten Ausführungsbeispiel sind vier jeweils 90 Grad zueinander versetzte Aufnahmeeinheiten vorgesehen. Dieses Ausführungsbeispiel eignet sich besonders zur optischen Erfassung von Zähnen bzw. Zahnreihen als Vorbereitung zur Herstellung einer Zahnprothese. Durch die Anordnung der vier Aufnahmeeinheiten werden alle wesentlichen Bereiche des Zahnes erfaßt.

Wenn die Aufnahmeeinheiten mittels einer Antriebseinheit gemeinsam verfahrbar sind, die in Form eines Schrittmotors ausgeführt ist, ergibt sich eine gute Reproduzierbarkeit der Bewegung und somit ein hohes Auflösungsvermögen.

Dabei ist es zusätzlich von Vorteil, wenn die Antriebseinheit von der Auswerteeinheit ansteuerbar ist, so daß die Geschwindigkeit der Antriebseinheit in Abhängigkeit von der geforderten Auflösungsgenauigkeit für die Oberfläche veränderbar ist. Dann kann von der Bedienungsperson festgelegt werden, welche Bereiche des Körpers besonders genau aufzulösen sind und diese werden dann entsprechend langsamer durchfahren. Durch die Ansteuerung durch die Auswerteeinheit läßt sich dieses Verfahren weitgehend automatisieren.

Ein weiteres bevorzugtes Ausführungsbeispiel besteht darin, daß die Wellenlängen der in den einzelnen Aufnahmeeinrichtungen verwendeten Lichtstrahlen unterschiedlich sind, so daß das von einer bestimmten Lichtquelle ausgesandte Licht ausschließlich von dem dieser Lichtquelle zugeordneten Empfangseinrichtung detektiert wird. Somit lassen sich unerwünschte Signalstreuungen von einer Aufnahmeeinrichtung zur anderen wirksam vermeiden.

Eine besonders vorteilhafte Ausführungsform ergibt sich auch dann, wenn eine gegenüber einer ersten Zahnreihe, insbesondere der Oberkieferzahnreihe, ortsfeste Bildaufnahmeverrichtung, vorzugsweise eine Videokamera, vorgesehen ist, mittels der die Relativbewegung der zweiten Zahnreihe, insbesondere der Unterkieferzahnreihe, gegenüber der ersten Zahnreihe detektierbar ist und wenn die Bildaufnahmeverrichtung mit der Auswerteeinheit derart verbunden ist, daß eine der detektierten Relativbewegung entsprechende zeitlich veränderliche Zuordnung der jeweiligen räumlichen Koordinatenwerte der beiden Zahnreihen erfolgen kann. Hierdurch läßt sich die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Gebißanalyse in der Zahnheilkunde einsetzen. Aufgrund der genau vorbekannten räumlichen Koordinaten von Oberkiefer bzw. Unterkiefer einerseits und der durch die Bildaufnahmeverrichtung optisch ermittelten Relativbewegung beider Zahnreihen zueinander andererseits ergibt sich eine naturgetreue Wiedergabe der Gebißfunktion. Im Gegensatz zu herkömmlichen Verfahrensweisen, vom Oberkiefer und vom Unterkiefer jeweils getrennte Abdruckmodelle zu entnehmen und diese dann in einer einfachen Halterung einander zuzuordnen, läßt sich durch die Ausgestaltung der Erfindung eine wesentlich höhere Genauigkeit erzielen.

Die Erfindung wird im folgenden anhand einer Zeichnung dargestellt. Dabei zeigt

Fig. 1 eine Prinzipskizze des erfindungsgemäßen Verfahrens in seitlicher Ansicht,

Fig. 2 die Prinzipskizze von Fig. 1 in Draufsicht,

Fig. 3 ein Detail aus Fig. 1,

4

Fig. 4 die Prinzipskizze in Blickrichtung A von Fig. 2,

Fig. 5 ein Blockschaltbild für die Aufnahmeeinheit und deren Anschluß an die Peripherie beim erfindungsgemäßen Verfahren,

Fig. 6 ein Blockschaltbild der Auswerteeinheit,

Fig. 7 ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel in perspektivischer Ansicht,

Fig. 8 eine Modifikation des bevorzugten Ausführungsbeispiels in Vorderansicht und

Fig. 9 die Modifikation von Fig. 8 in Seitenansicht.

Bei den in Fig. 1 bis 4 dargestellten prinzipiellen Funktionsschema der vorliegenden Erfindung befindet sich ein räumlich zu erfassender Körper 1 auf einer Grundplatte 2. Mit Abstand vom Körper 1 sind mehrere Aufnahmeeinheiten 3a, 3b, 3c, 3d vorgesehen, von denen Lichtstrahlen auf die Oberfläche des Körpers 1 gerichtet sind. Der Körper 1 hat in der hier gewählten Darstellung die Form von zwei aneinandergrenzenden, um jeweils eine Kugelkappe verringerten Kugeln. Wie die strichlinierte Linie in Fig. 1 andeutet, sind, betrachtet vom Beobachtungspunkt der Aufnahmeeinrichtung 3a aus, bestimmte Bereiche der rechten Kugel durch die linke Kugel abgeschattet. Wie aber aus Fig. 2 hervorgeht, ergibt sich durch die räumliche Anordnung der Aufnahmeeinheiten 3a und 3d eine Bestrahlung der gesamten Kugeloberfläche durch Überlagerung der vier, den jeweiligen Aufnahmeeinrichtungen 3a bis 3d zugeordneten Teiloberflächen. Nur der Punkt, an dem die beiden Kugeln zusammenstoßen, bleibt abgeschattet.

Die genaue Anordnung von Lichtquelle 6 und Empfangseinheit 7 geht aus Fig. 3 hervor. Dabei ist die Lichtquelle 6 unter einem bestimmten Winkel gegenüber der Grundplatte 2 geneigt, so daß der von ihr auf der Oberfläche erzeugte Lichtstrahl ein bestimmtes der Topographie der Oberfläche entsprechendes Muster bildet, das von der Empfangseinheit 7 erfaßt werden kann.

Die Empfangseinheiten 7 der Aufnahmeverrichtungen 3 werden durch flächenhafte CCD (Charge Coupled Device) Sensoren gebildet, auf denen die entsprechende Empfangseinheit zugeordnete Teiloberfläche des Körpers 1 bei Bestrahlung mit dem von der Lichtquelle 6 ausgesandten spaltförmigen Lichtstrahl abgebildet wird. Das Abbild des spaltförmigen Lichtstrahls erscheint auf der unregelmäßigen Körperoberfläche im allgemeinen als gekrümmte Linie, aus deren zweidimensionalen Koordinaten mit Hilfe bekannter Transformationstechniken die räumlichen Koordinaten der Körperoberflächen gewonnen werden. Somit ergibt sich mittels eines jeden der vier CCD-Sensoren der Aufnahmeeinheiten 3a bis 3d das räumliche Bild der entsprechenden Teiloberfläche des Körpers.

Wie aus Fig. 4 hervorgeht, sind die Aufnahmeeinheiten 3a bis 3d miteinander gekoppelt und gegenüber einer Haltevorrichtung 4, die ortsfest gegenüber dem auf der Grundplatte 2 befindlichen Körper 1 angeordnet ist, beweglich. Somit ergibt sich eine gemeinsame Bewegung aller Aufnahmeeinheiten 3a bis 3d in Richtung der in Fig. 2 angedeuteten Pfeile. Hierdurch wird schrittweise der erfaßte Bereich des Körpers in Richtung der Bewegungsrichtung verlagert.

Die Koordinatenwerte der einzelnen Teiloberflächen werden im Anschluß daran mittels einer Auswerteeinheit zur gesamten Oberfläche des Körpers zusammengefaßt.

Die der Auswerteeinheit nachgeordnete Ausgabereinrichtung kann beispielsweise ein Bildschirm sein, auf dem der erfaßte Körper in vorwählbarer Darstellung abgebildet ist. Da die gesamten räumlichen Koordinaten

ten des Körpers in der Auswerteeinheit bzw. einer ihr zugeordneten Speichereinheit abgelegt sind, lassen sich beliebige Darstellungsarten (flächenhaft, perspektivisch) vorwählen.

Das in Fig. 7 dargestellte bevorzugte Ausführungsbeispiel der Erfindung bezieht sich auf die Erfassung von Zähnen 8 in einer Zahnreihe. Hierzu sind vier Aufnahmeeinrichtungen 13a, 13b, 13c, 13d vorgesehen, die 90 Grad zueinander versetzt parallel zur Okklusionsebene angeordnet sind. Diese vier Aufnahmeeinrichtungen 13a bis 13d sind untereinander gekoppelt und gegenüber einer Haltevorrichtung, die fest mit dem der Zahnreihe zugeordneten Kiefer verbunden ist, beweglich, wie der Pfeil in Fig. 7 andeutet. Die Richtung der vier Aufnahmeeinrichtungen ist dabei so gewählt, daß der von der jeweiligen Lichtquelle ausgesandte Lichtstrahl nahezu senkrecht auf die ihm zugeordnete Teiloberfläche der Zahnreihe 8 fällt. Durch diese Anordnung der Aufnahmeeinheiten lassen sich alle interessierenden Bereiche eines jeden Zahns, abgesehen von den Kontaktstellen benachbarter Zähne, bestrahlen und somit erfassen. Die miteinander gekoppelten Aufnahmeeinrichtungen 13a bis 13d werden mittels eines als Antriebseinheit dienenden Schrittmotors gegenüber der Halteeinrichtung entlang der Zahnreihe verschoben.

Die für den Zahnersatz zu präparierenden Zähne müssen am genauesten erfaßt werden. Daher erfolgt die Bewegung des Lichtstrahls in diesem Bereich in besonders kleinen Schritten. Die Zähne des Gegenbisses, sowie auch die dem Zahnersatz benachbarten Zähne können mit größerer Auflösung und daher mit größerer Schrittweite erfaßt werden.

Im Bereich der Kontaktfläche, d. h. dort, wo der zu ersetzende Zahn mit den benachbarten Zähnen zusammenstößt, kann eine direkte optische Erfassung nicht erfolgen. Die diesem Flächenbereich entsprechenden Koordinaten des Zahnes werden jedoch erfindungsgemäß mittels eines Approximationsvorganges aus den im unmittelbaren Nachbarbereich der Kontaktflächen ermittelten Koordinatenwerten berechnet. Somit ergibt sich eine vollständige grafische Erfassung des zu ersetzenden Zahnes.

Mittels computergrafischer Verfahren lassen sich nun bestimmte interessierende Detailbereiche des Zahnes vergrößert darstellen, oder die Blickrichtung der perspektivischen Ansicht des Zahnes auf dem Bildschirm verändern. Mittels der ermittelten Koordinaten wird außerdem eine computergestützte Fertigung und Analyse der Zahnprothese ermöglicht.

Um eine Signalentkopplung der vier Aufnahmeeinrichtungen 13a bis 13d voneinander zu ermöglichen, werden für die von den jeweiligen Lichtquellen ausgesandten Lichtstrahlen unterschiedliche Wellenlängen verwendet. Dies kann durch Vorsehen von den Lichtquellen jeweils nachgeordneten Filtern geschehen. Jeder Bildsensor ist dabei nur für die Wellenlänge empfindlich, die in seiner Aufnahmeeinrichtung vorgesehene Lichtquelle aussendet.

Um eine Verfälschung der Meßergebnisse durch im Mund des Patienten fließenden Speichel zu reduzieren, ist es erfindungsgemäß vorgesehen, eine Absaugleitung 9 parallel zur Zahnreihe anzuordnen, die entlang ihrer Länge einzelne Löcher aufweist, durch die der Speichel abgesaugt wird. Auch kann im Bereich der Aufnahmeeinheiten 13a—13d eine Druckluftdüse vorgesehen sein, mittels der der Bereich zwischen Oberfläche des zu untersuchenden Zahnes und den jeweiligen Aufnahmeverrichtungen von Feuchtigkeit befreit wird, durch die die

Meßergebnisse verfälscht werden könnte.

Schließlich ist es möglich, das erfindungsgemäße Verfahren auch für die Erfassung von anderen Bereichen des menschlichen Körpers einzusetzen, beispielsweise in der Gesichtschirurgie zur Aufnahme von bestimmten Bereichen des Gesichtes bzw. des Kopfes. Hierzu muß die Haltevorrichtung entsprechend an die zu erfassende Gesichtspartie angepaßt werden.

Es ist aber auch denkbar, die erfindungsgemäße Vorrichtung zur genauen räumlichen Analyse von Modellen, beispielsweise von Prototypen in der Konstruktion, einzusetzen.

In den Fig. 8 und 9 ist eine Modifikation des in Fig. 7 dargestellten bevorzugten Ausführungsbeispiels der Erfindung aufgeführt. Dargestellt sind zwei Zahnreihen 14a, 14b, wobei die obere Zahnreihe 14a der Zahnreihe des Oberkiefers und die untere Zahnreihe 14b der Zahnreihe des Unterkiefers entspricht. Festgekoppelt mit der Zahnreihe des Oberkiefers 14a ist eine Aufnahmeeinrichtung 15, bei der es sich vorzugsweise um eine Videokamera handelt. Der Ausgang der Videokamera 15 ist mit der in Fig. 6 dargestellten Auswerteeinheit elektrisch verbunden.

Mittels der Videokamera 15 wird die Relativbewegung zwischen Oberkiefer und Unterkiefer als Bildsignal aufgenommen. Dieses Bildsignal wird nun der Auswerteeinheit zugeführt, in der die räumlichen Koordinatenwerte der Zahnreihen 14a, 14b bereits abgespeichert vorliegen. Entsprechend der von der Kamera 15 aufgenommenen Bewegung läßt sich somit die Zuordnung der räumlichen Koordinatenwerte der einzelnen Zahnreihen zeitlich variieren. Hierdurch ist eine naturgetreue Abbildung der Gebißfunktion in der Auswerteeinheit und dem nachgeschalteten Bildschirm möglich. Die auf diese Weise erreichbare hochgenaue Gebißanalyse ist dabei weitaus präziser als die bislang übliche Abdruckmethode, da die genaue räumliche Zuordnung der Zahnreihen zueinander analysiert werden kann.

Patentansprüche

1. Verfahren zur berührungsfreien räumlichen Erfassung eines unregelmäßigen Körpers, insbesondere eines Zahnes oder einer Zahnreihe, der mehrere von jeweils einer Lichtquelle aus schattenlos bestrahlbare Teiloberflächen aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere, jeweils einer Teiloberfläche zugeordnete spaltförmige Lichtstrahlen gemeinsam entlang der Längsrichtung des Körpers (1a, 1b, 8, 14a, 14b) bewegt werden und daß die Koordinatenwerte für die einzelnen Teiloberflächen, die aus dem Abbild des spaltförmigen Lichtstrahls auf der jeweiligen Teiloberfläche, welches von jeweils einem der Teiloberfläche zugeordneten Lichtempfänger (7) empfangen wird, gewonnen werden, zu Koordinatenwerten des gesamten Körpers zusammengesetzt und weiterverarbeitet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Geschwindigkeit der Längsbewegung der Lichtstrahlen veränderbar ist.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Längsbewegung der Lichtstrahlen schrittweise erfolgt.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Koordinatenbestimmung von unsichtbaren Bereichen der Teiloberflächen, insbesondere von Kontaktflächen je

OS 38 10 455

7

zweier Zähne einer Zahnreihe, durch Approximation unter Berücksichtigung der zu den Kontaktflächen benachbarten Koordinatenwerte erfolgt.

5. Verfahren zur berührungsfreien räumlichen Erfassung von Zahnreihen, insbesondere von Oberkiefer- und Unterkiefer-Zahnreihen nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß zunächst eine Erfassung der räumlichen Koordinatenwerte der einzelnen Zahnreihen (14a, 14b) erfolgt und daß anschließend entsprechend der Relativbewegung der einzelnen Zahnreihen die Koordinatenwerte der einzelnen Zahnreihen einander zugeordnet werden.

6. Vorrichtung zur berührungsfreien räumlichen Erfassung eines unregelmäßigen Körpers, insbesondere einer Zahnreihe, der mehrere von jeweils einer Lichtquelle aus schattenlos bestrahlbare Teiloberflächen aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Teiloberfläche eine Aufnahmeeinheit (3a-3d, 13a-13d) zur Erfassung ihrer räumlichen Koordinaten zugeordnet ist, daß eine sich in Längsrichtung des Körpers (1a, 1b) erstreckende und gegenüber diesem ortsfeste Halteeinheit (4) vorgesehen ist, entlang der die Aufnahmeeinheiten (3a-3d, 13a-13d) der Teiloberflächen gemeinsam verfahrbar sind, und daß die Aufnahmeeinheiten (3a-3d, 13a-13d) mit einer Auswerteeinheit derart verbunden sind, daß die Koordinaten der Teiloberflächen zu Koordinatenwerten der Oberfläche des gesamten Körpers zusammensetzbar sind.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmeeinheit (3a-3d) eine unter einem festen Winkel gegenüber der Halteeinheit (4) abstrahlende und einen spaltförmigen Lichtstrahl erzeugende Lichtquelle (6) sowie einen flächenhaften Lichtempfänger (7) enthält.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle eine sichtbares Licht emittierende Laserdiode (6) und der Lichtempfänger (7) ein CCD-Element ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtquelle (6) ein optisches Fokussiersystem zur Erzeugung des spaltförmigen Lichtstrahles zugeordnet ist.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle (6) punktförmig ist und mittels einer Bewegungseinheit zur Erzeugung des spaltförmigen Lichtstrahls oszillierend bewegbar ist.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß vier jeweils etwa 90° Grad zueinander in der in Bewegungsrichtung liegenden Ebene versetzte Aufnahmeeinheiten (3a-3d, 13a-13d) vorgesehen sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmeeinheiten (3a-3d, 13a-13d) mittels einer als Schrittmotor ausgebildeten Antriebseinheit (5) gemeinsam verfahrbar sind.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinheit (5) von der Auswerteeinheit (8) derart ansteuerbar ist, daß in Abhängigkeit von der geforderten Auflösungsgenauigkeit für den Körper die Geschwindigkeit der Antriebseinheit (5) veränderbar ist.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmeeinheiten (3a-3d, 13a-13d) Lichtquellen (6) aufweisen,

8

die mit unterschiedlichen Wellenlängen betreibbar sind, wobei jeder Lichtempfänger (7) nur für die Wellenlänge der ihm zugeordneten Lichtquelle empfindlich ist.

15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 14 für die Erfassung von Zahnreihen, dadurch gekennzeichnet, daß eine gegenüber einer ersten Zahnreihe, insbesondere der Oberkieferzahnreihe (14a), ortsfeste Bildaufnahmeverrichtung, vorzugsweise eine Videokamera (15), vorgesehen ist, mittels der die Relativbewegung der zweiten Zahnreihe, insbesondere der Unterkieferzahnreihe (14b), gegenüber der ersten Zahnreihe (14a) detektierbar ist und daß die Bildaufnahmeverrichtung (15) mit der Auswerteeinheit derart verbunden ist, daß eine der detektierten Relativbewegung entsprechende zeitlich veränderliche Zuordnung der jeweiligen räumlichen Koordinatenwerte der beiden Zahnreihen (14a, 14b) erfolgt.

- Leerseite -

Nummer:
Int. Cl. A:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

38 10 455
G 01 B 11/03
26. März 1988
5. Oktober 1989

3810455

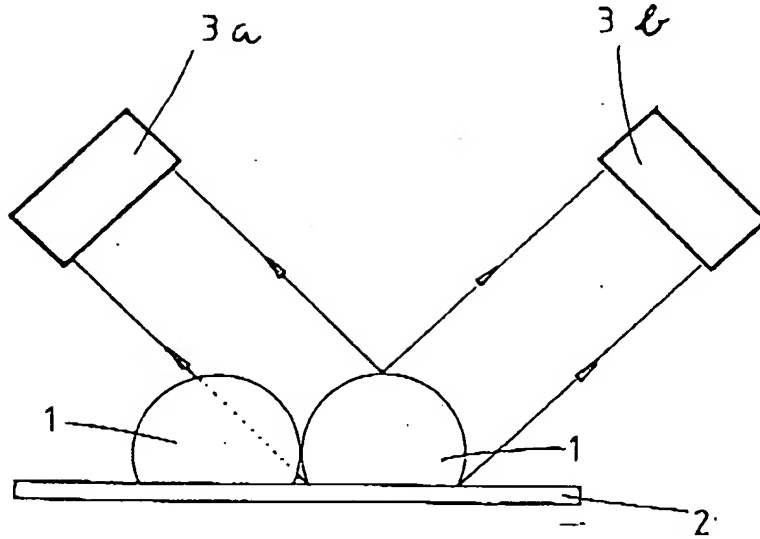


FIG. 1

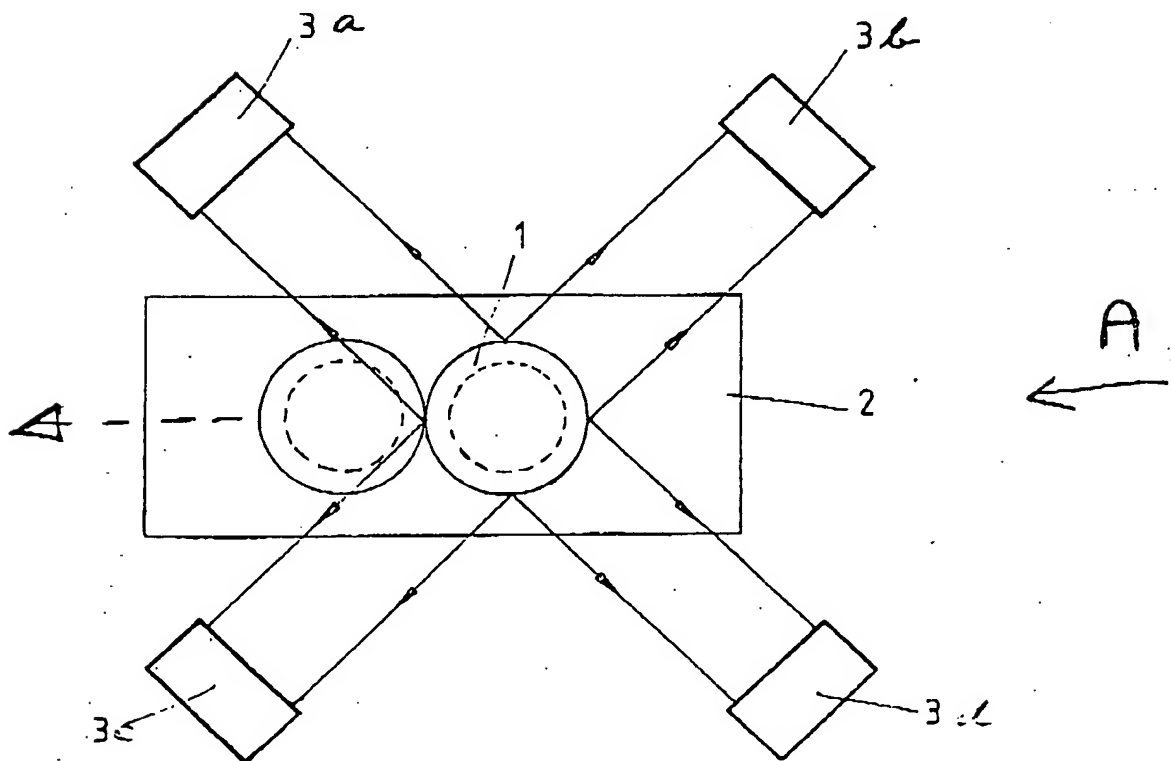


FIG. 2

3810455

19

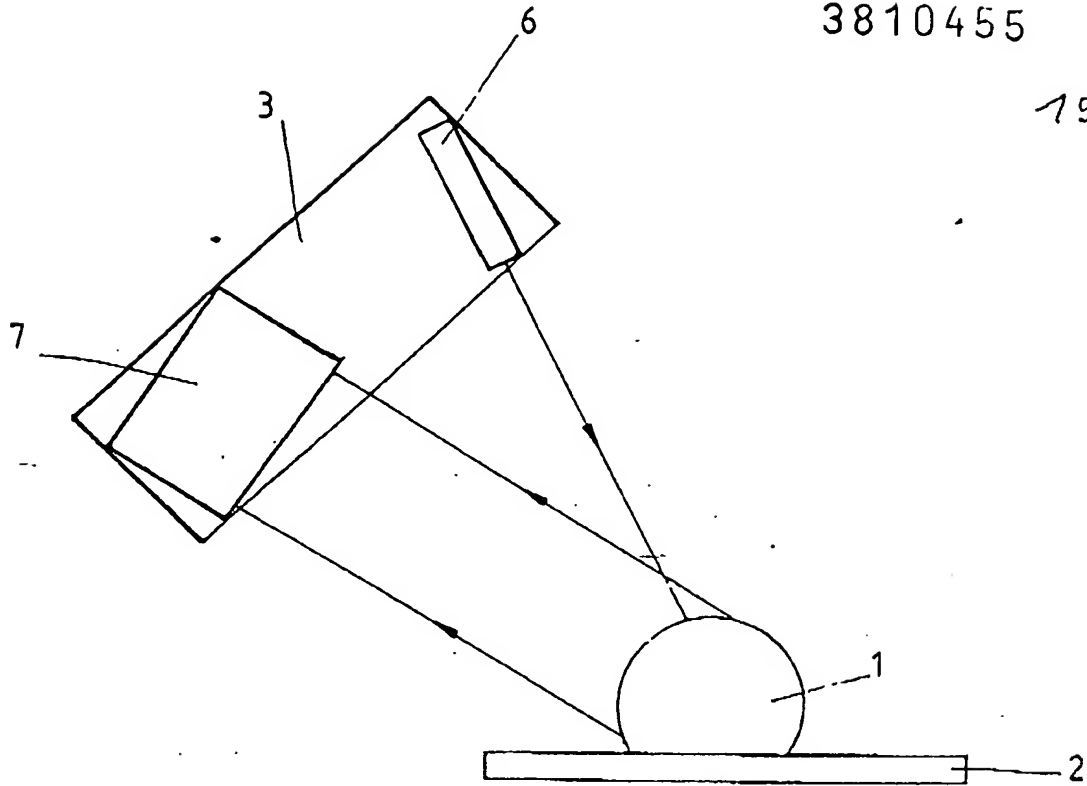


FIG. 3

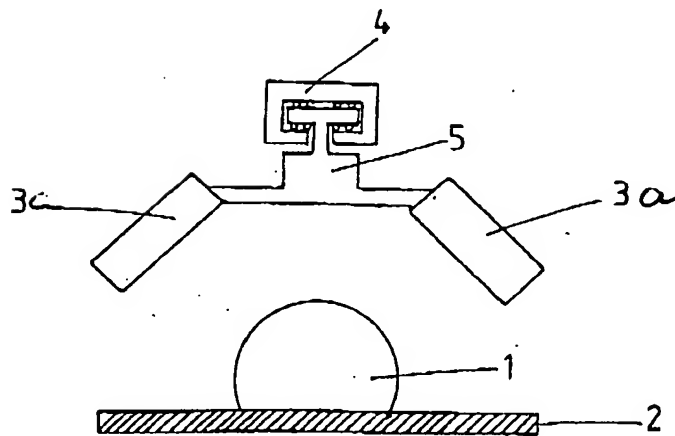


FIG. 4

3810455

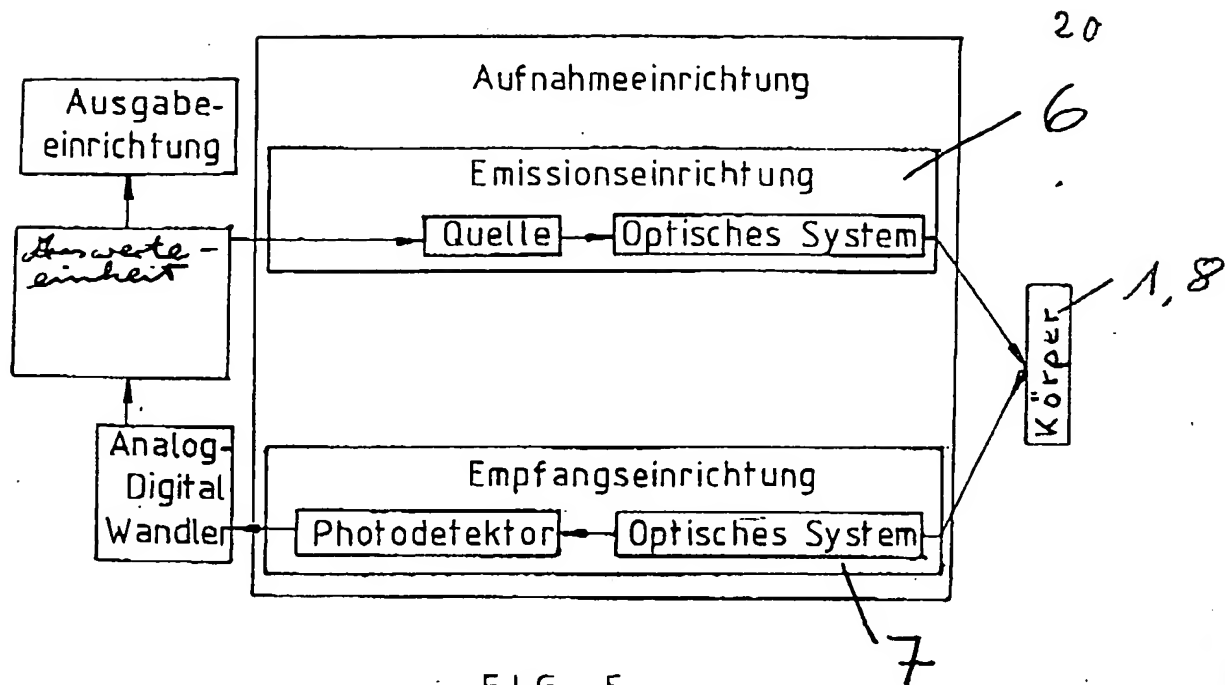


FIG. 5

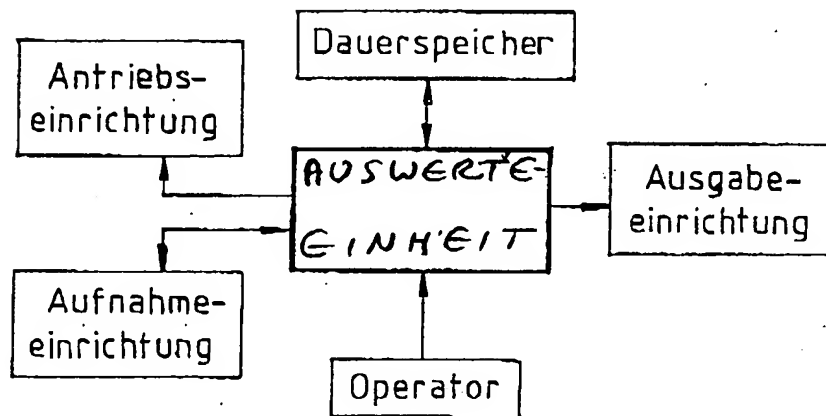


FIG. 6

3810455

21*

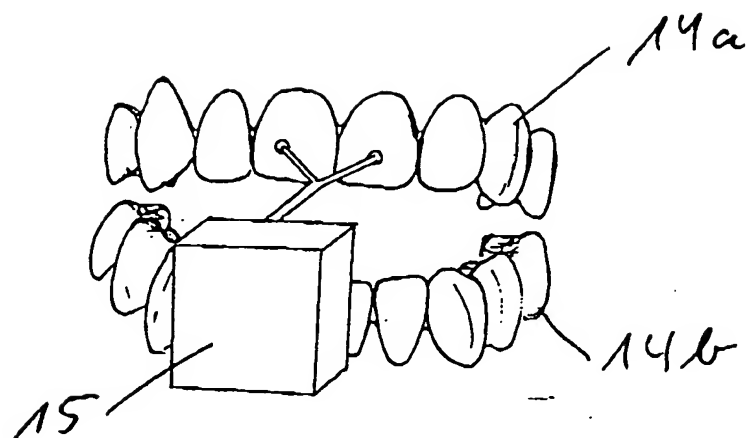


FIG. 8

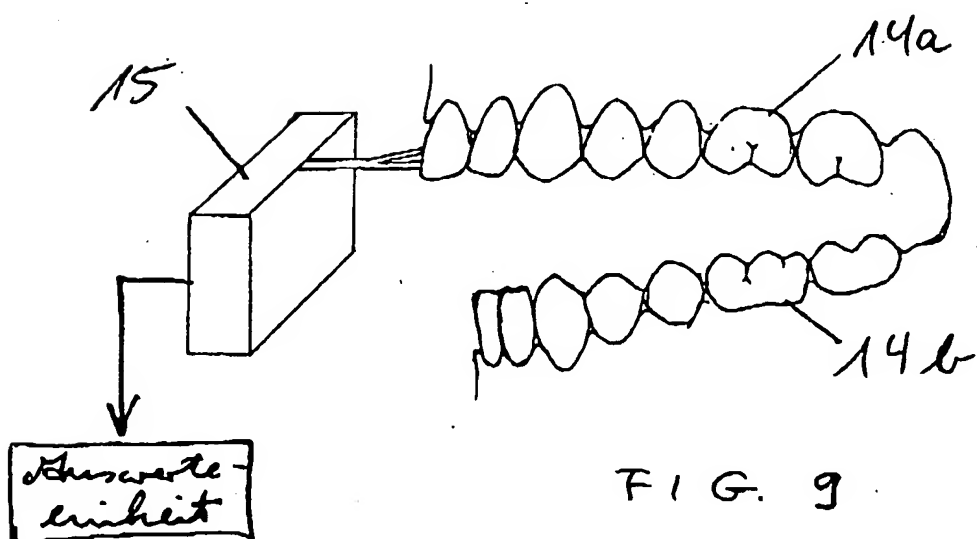


FIG. 9